



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 45 669.0

Anmeldetag: 30. September 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur intraoperativen Erzeugung
eines aktualisierten Volumendatensatzes

IPC: G 06 T 17/00

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 17. Februar 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Beschreibung

Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes

5

Die Erfindung betrifft Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes von einem Patienten.

10 Im Zuge eines medizinischen Eingriffs an einem Patienten, insbesondere eines minimalinvasiven Eingriffs, ist es häufig erforderlich, an biologischem Gewebe des Patienten vorgenom-
mene Lageveränderungen mittels diagnostischer Röntgenbildge-
15 spielsweise bei komplizierten Knochenbrüchen, insbesondere bei Trümmerbrüchen mit mehreren kleinen Knochenfragmenten komplexer Morphologie, welche bei der Osteosynthese relativ zueinander ausgerichtet und fixiert werden müssen. Heutzutage erfolgt die Repositionierung der Knochenfragmente und deren
20 anschließende Fixierung unter Zuhilfenahme von einzelnen 2D-Röntgenprojektionen, wobei der Chirurg während des minimalinvasiven Eingriffs darauf angewiesen ist, mit Hilfe der unter verschiedenen Blickrichtungen aufgenommenen 2D-Röntgen-
projektionen die in Wirklichkeit dreidimensionale anatomische
25 Situation mental zu rekonstruieren. Diese mentale 3D-Rekonstruktion der realen dreidimensionalen anatomischen Situation aus mehreren intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen erfordert von dem Chirurgen sehr viel Erfahrung, Vorstellungskraft und Konzentration.

30

Andererseits besteht heutzutage die Möglichkeit, nach der Lagerung des Patienten zu bestimmten Zeitpunkten des Osteosynthese-Eingriffs intraoperativ einen Bildinformationen von den Knochenfragmenten aufweisenden Volumendatensatz mit Hilfe
35 eines C-Bogen-Röntgengerätes zu erzeugen, wobei zur Rekonstruktion des Volumendatensatzes eine Serie von 2D-Röntgenprojektionen unter verschiedenen Projektionswinkeln aufgenom-

men wird. Der Chirurg würde es bevorzugen, die Osteosynthese anhand solcher intraoperativ erzeugter Volumendaten vorzunehmen, aus denen 2D- oder 3D-Bilder erzeugt werden können. Diese Absicht scheitert allerdings an der Aktualität der 3D-Bilddaten, da eine während der kontinuierlichen Repositionierung der Knochenfragmente zu häufige oder gar kontinuierliche vollständige intraoperative Aktualisierung der 3D-Bilddaten sowohl aus zeitlichen Gründen als auch aufgrund von Strahlenschutzaspekten nicht möglich ist.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes unter möglichst geringer Strahlenbelastung für den Patienten anzugeben.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren nach Anspruch 1 sowie durch ein Verfahren nach Anspruch 11. Die Lösung nach dem Verfahren des Anspruchs 1 beruht darauf, dass vor einem medizinischen Eingriff an einem Patienten, aber nach dessen Lagerung auf einer Lagerungsvorrichtung eine Serie von n 2D-Röntgenprojektionen von einem biologischen Gewebe des Patienten unter n verschiedenen Projektionswinkeln mit einem Röntgensystem aufgenommen wird, aus denen anhand bekannter, beispielsweise in einem Offline-Kalibrierprozess ermittelter oder online während der Patientenmessung ermittelter Projektionsgeometrien ein Bildinformationen von dem biologischen Gewebe aufweisender Volumendatensatz rekonstruiert wird. Die in dem Volumendatensatz enthaltenen Bildinformationen des biologischen Gewebes werden vorzugsweise derart segmentiert, dass die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in dem Volumendatensatz gekennzeichnet ist. Während des medizinischen Eingriffs werden nach einer Lageveränderung des biologischen Gewebes $m < n$ 2D-Röntgenprojektionen von dem biologischen Gewebe des Patienten unter m verschiedenen Projektionswinkeln mit dem Röntgensystem aufgenommen und deren Projektionsgeometrien ermittelt. In diesen intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen werden

die Bildinformationen des biologischen Gewebes segmentiert, so dass in jeder der m 2D-Röntgenprojektionen die 2D-Kontur des biologischen Gewebes gekennzeichnet ist. Anschließend werden basierend auf den ermittelten Projektionsgeometrien

5 die in den m 2D-Röntgenprojektionen segmentierten 2D-Konturen des biologischen Gewebes in den rekonstruierten Volumendatensatz rückprojiziert, so dass in dem resultierenden bzw. aktualisierten Volumendatensatz eine 3D-Kontur des biologischen Gewebes vor und nach dessen Lageveränderung vorliegt. Die 3D-
10 Kontur des in seiner Lage veränderten biologischen Gewebes in dem aktualisierten Volumendatensatzes kann auch als „Pseudo-3D-Kontur“ des biologischen Gewebes bezeichnet werden, worunter eine nicht vollständig beschriebene 3D-Struktur verstanden wird, die durch die 2D-3D-Rückprojektion aus einigen wenigen
15 intraoperativ ermittelten 2D-Konturen entstanden ist. Diese Pseudo-3D-Kontur reicht jedoch zu einer Visualisierung von Position und Orientierung des in seiner Lage veränderten biologischen Gewebes aus. Das Verfahren ermöglicht es also, während eines medizinischen Eingriffs an einem Patienten nach
20 Aufnahme einiger weniger 2D-Röntgenprojektionen und damit durch Applikation von deutlich weniger Röntgendosis, als dies etwa bei einer erneuten Aufnahme einer ganzen Serie von n 2D-Röntgenprojektionen der Fall wäre, und in einer im Vergleich zu einer erneuten Aufnahme einer ganzen Serie von n 2D-
25 Röntgenprojektionen deutlich verkürzten Zeit einen aktuelle Bildinformationen von in seiner Lage verändertem biologischen Gewebe enthaltenden Volumendatensatz des Patienten zu erzeugen. Aufgrund der geringen Strahlenbelastung für den Patienten und der verhältnismäßig kurzen Rechenzeit kann eine derartige Aktualisierung eines Volumendatensatzes auch mehrfach
30 während eines medizinischen Eingriffs vorgenommen werden.

Um die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die 3D-Kontur des biologischen Gewebes nach seiner
35 Lageveränderung besser voneinander unterscheiden zu können, werden nach einer Variante der Erfindung die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die 3D-Kontur

des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung zur Unterscheidung voneinander in dem aktualisierten Volumendatensatz codiert dargestellt. Nach einer Ausführungsform der Erfindung handelt es sich bei der Codierung vorzugsweise um eine Grauwert- oder Farbcodierung, so dass in dem aktualisierten Volumendatensatz die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in seiner ursprünglichen Position und Orientierung beispielsweise graucodiert und die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in seiner aktuellen Position und Orientierung während des Eingriffs farbcodiert dargestellt sind.

Nach einer weiteren Ausführungsform der Erfindung handelt es sich bei dem biologischen Gewebe um ein Knochenfragment, in der Regel um mehrere Knochenfragmente, welche im Rahmen einer Osteosynthese relativ zueinander ausgerichtet und fixiert werden müssen.

Nach einer Variante der Erfindung nimmt das Röntgensystem bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen wenigstens im Wesentlichen eine Position relativ zu dem Patienten wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen ein. Dies hat den Vorteil, dass die Projektionsgeometrien für diese intraoperativ aufgenommene 2D-Röntgenprojektion den Projektionsgeometrien der entsprechenden 2D-Röntgenprojektion der Serien von n 2D-Röntgenprojektionen entsprechen und demnach bereits bekannt sind, so dass diese unmittelbar zur Rückprojektion der 2D-Kontur des biologischen Gewebes in den rekonstruierten Volumendatensatz herangezogen werden können. Nach Varianten der Erfindung kann die Einnahme einer derartigen Position des Röntgensystems erreicht werden, indem das Röntgensystem automatisch motorisch oder manuell unter Kontrolle von Winkel- oder Positionsgebern in eine solche Position verstellt wird oder dass eine mechanische Arretiervorrichtung zu Hilfe genommen wird.

Alternativ hierzu kann das Röntgensystem bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen jedoch auch eine andere Position relativ zu dem Patienten wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen einnehmen. In diesem Fall müssen die Projektionsgeometrien für diese Position des Röntgensystems entweder in einem gesonderten Kalibrierprozess vor der Patientenmessung ermittelt oder mittels Interpolation aus den bereits bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien des Röntgensystems berechnet werden. Auch in diesem Fall sind schließlich die Projektionsgeometrien bekannt, um die in den intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen segmentierten 2D-Konturen des biologischen Gewebes in den Volumendatensatz rückprojizieren zu können.

Nach einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung umfasst das Röntgensystem einen mit einer Röntgenstrahlenquelle und einem Röntgenstrahlenempfänger versehenen C-Bogen. Vorzugsweise ist der C-Bogen isozentrisch verstellbar und Teil eines verfahrbaren C-Bogen-Röntgengerätes.

Wie bereits erwähnt, wird die Aufgabe der vorliegenden Erfindung auch gelöst durch ein Verfahren nach Anspruch 11, bei dem aus einer mit einem Röntgensystem aufgenommenen Serie von n 2D-Röntgenprojektionen von einem biologischen Gewebe eines Patienten nach dessen Lagerung unter n verschiedenen Projektionswinkeln anhand von, beispielsweise aus einem Offline-Kalibrierprozess, bekannten Projektionsgeometrien ein Bildinformationen von dem biologischen Gewebe aufweisender Volumendatensatz rekonstruiert wird. Die in dem Volumendatensatz enthaltenen Bildinformationen des biologischen Gewebes werden dabei derart segmentiert, dass die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in dem Volumendatensatz gekennzeichnet ist. Während des medizinischen Eingriffs werden $m < n$ 2D-Röntgenprojektionen von dem biologischen Gewebe des Patienten unter m verschiedenen Projektionswinkeln mit dem Röntgensystem aufgenommen und deren Projektionsgeometrien ermittelt. Anschließend

wird die in dem Volumendatensatz segmentierte 3D-Kontur des biologischen Gewebes in jede der m 2D-Röntgenprojektionen projiziert und solange virtuell in dem Volumendatensatz repositioniert bis die vorzugsweise als 2D-Kontur in eine jede
5 der m 2D-Röntgenprojektionen projizierte 3D-Kontur wenigstens im Wesentlichen mit den in der jeweiligen 2D-Röntgenprojektion enthaltenen Bildinformationen des biologischen Gewebes deckungsgleich ist. Diese Prozedur läuft in der Regel iterativ ab. Ist Deckungsgleichheit erreicht, wird der Volumendatensatz basierend auf den Informationen aus der Repositionierung um eine die Lageänderung des biologischen Gewebes veranschaulichende 3D-Kontur aktualisiert. Auch mit diesem
10 Verfahren kann basierend auf einer intraoperativen Aufnahme von m 2D-Röntgenprojektionen ein aktualisierter Volumendatensatz erzeugt werden, welcher sowohl Bildinformationen des biologischen Gewebes des Patienten in dessen Ausgangslage als auch aktuelle, während der Durchführung eines medizinischen Eingriffs aufgenommene Bildinformationen von dem biologischen Gewebe aufweist, so dass, beispielsweise für einen den medi-
15 zinischen Eingriff durchführenden Chirurgen, der Unterschied zwischen aktueller Situation und Ausgangslage in dem Volumendatensatz erkennbar ist.

Nach einer Variante der Erfindung wird die 3D-Kontur in dem
25 Volumendatensatz solange rotiert und/oder translatorisch verstellt, bis wenigstens im Wesentlichen Deckungsgleichheit zwischen der in die jeweilige 2D-Röntgenprojektion projizierten 3D-Kontur und den in der 2D-Röntgenprojektion enthaltenen Bildinformationen des biologischen Gewebes gemäß einer Vorgabe erreicht ist, d. h. bis alle korrespondierenden Punkte korrespondierender 2D-Konturen wenigstens einen vorgegebenen Abstand voneinander aufweisen.

Um die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die 3D-Kontur des biologischen Gewebes nach seiner
35 Lageveränderung besser voneinander unterscheiden zu können, werden auch bei diesem Verfahren nach einer Variante der Er-

findung die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die 3D-Kontur des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung zur Unterscheidung voneinander in dem aktualisierten Volumendatensatz codiert dargestellt. Vorzugs-
5 weise handelt es sich nach einer Ausführungsform der Erfindung bei der Kodierung auch hier um eine Grauwert- oder Farbcodierung.

Wie bereits für das erste erfindungsgemäße Verfahren erläutert, kann es sich bei dem biologischen Gewebe um ein Knochenfragment, vorzugsweise um mehrere Knochenfragmente, handeln. Des Weiteren kann nach Varianten der Erfindung das
10 Röntgensystem bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen wenigstens im Wesentlichen eine Position relativ zu dem Patienten wie bei der Aufnahme einer 2D-
15 Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen einnehmen, was, wie bereits zuvor beschrieben, bewerkstelligt werden kann. Das Röntgensystem kann aber auch bei der Aufnahme der m 2D-Röntgenprojektionen vollkommen andere Positionen
20 einnehmen, so dass die Projektionsgeometrien für diese Positionen des Röntgensystems in einem Kalibrierprozess ermittelt oder mittels Interpolation aus bereits bekannten Projektionsgeometrien berechnet werden müssen.


25 Nach einer Variante der Erfindung umfasst das Röntgensystem, wie bereits zuvor beschrieben, einen mit einer Röntgenstrahlenquelle und einen Röntgenstrahlenempfänger versehenen C-Bogen, welcher vorzugsweise isozentrisch verstellbar und Teil eines verfahrbaren C-Bogen-Röntgengerätes ist.

30 Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in den beigefügten schematischen Figuren dargestellt. Es zeigen:

Fig. 1 ein C-Bogen-Röntgengerät zur Durchführung der
35 erfindungsgemäßen Verfahren,

Fig. 2 schematisch veranschaulicht die Rekonstruktion eines Volumendatensatzes aus einer Serie von n 2D-Röntgenprojektionen,

5 Fig. 3 und 4 schematisch veranschaulicht die Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes anhand von m intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen.

10 Das in Fig. 1 dargestellte C-Bogen-Röntgengerät 1 ist zur Ausführung der erfindungsgemäßen Verfahren geeignet und weist einen mit Rädern 2 versehenen Gerätewagen 3 auf, in dem eine
 eine Säule 5 umfassende, in der Fig. 1 nur schematisch angedeutete Hubvorrichtung 4 angeordnet ist. An der Säule 5 ist
15 ein Halteteil 6 angeordnet, an dem ein Lagerteil 7 zur Lagerung eines C-Bogens 8 vorhanden ist. Am C-Bogen 8 sind einander gegenüberliegend eine Röntgenstrahlenquelle 9 und ein Röntgenstrahlenempfänger 10 angeordnet. Die Röntgenstrahlenquelle 9 sendet vorzugsweise ein kegelförmiges Röntgenstrahlenbündel in Richtung auf den eine flächenhafte Empfangsfläche aufweisenden Röntgenstrahlenempfänger 10 aus, bei dem es
20 sich beispielsweise um einen Röntgenbildverstärker oder einen Flachbilddetektor handeln kann. Der C-Bogen 8 kann im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels sowohl um seine in der
25 Fig. 1 schematisch angedeutete Orbitalachse A als auch um seine in der Fig. 1 schematisch angedeutete Angulationsachse B isozentrisch verstellt werden.

Mit dem C-Bogen-Röntgengerät 1 können Volumendatensätze, beispielsweise Voxelvolumen, von Körperteilen eines auf einer
30 Patientenliege 11 gelagerten Patienten P angefertigt werden kann. Hierzu ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels im Gerätewagen 3 ein in nicht dargestellter Weise mit dem Röntgenstrahlenempfänger 10 verbundener Bildrechner 12
35 angeordnet. Der Bildrechner 12 kann in an sich bekannter Weise aus einer mit der Röntgenstrahlenquelle 9 und dem Röntgenstrahlenempfänger 10 gewonnenen Serie von n 2D-Röntgen-

projektionen, welche bei einer Verstellung des C-Bogens 8 um ein in einem Bild darzustellendes Körperteil des Patienten P gewonnen werden, durch Rückprojektion einen Volumendatensatz bzw. ein Voxelvolumen von dem darzustellenden Körperteil re-

5 konstruieren. Der C-Bogen 8 wird dabei entweder längs seines Umfanges um die Orbitalachse A oder bei einer Verstellung des C-Bogens 8 um die Angulationsachse B um ca. 190° verstellt, wobei während der Verstellung ca. 50 bis 200 2D-Röntgenprojektionen gewonnen werden. Die für die Rekonstruktion eines

10 Voxelvolumens erforderlichen Projektionsgeometrien sind in an sich bekannter Weise mit Hilfe eines Kalibrierphantoms in einer Offline-Kalibrierung des C-Bogen-Röntgengerätes 1 ermittelt worden und in einem nicht explizit dargestellten Speicher des C-Bogen-Röntgengerätes 1 abgelegt, auf den der Bild-

15 rechner 12 Zugriff hat. Eine Offline-Kalibrierung zur Ermittlung der Projektionsgeometrien kann beispielsweise mit einem in der DE 100 47 382 A1 beschriebenen, röntgenpositive Marken aufweisenden Kalibrierphantom erfolgen.

20 Mit dem C-Bogen-Röntgengerät 1 wird im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels vom Kniebereich K des Patienten P, welcher im Kniebereich K einen Trümmerbruch erlitten hat, nach der Lagerung des Patienten P auf der Patientenliege 11 eine Serie von n 2D-Röntgenprojektionen unter n verschiedenen Pro-

25 jektionswinkeln aufgenommen, wobei der C-Bogen 8 zusammen mit der Röntgenstrahlenquelle 9 und dem Röntgenstrahlenempfänger 10 um seine Orbitalachse A um ca. 190° verstellt wird. Mit Hilfe des Bildrechners 12 wird aus der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen und den für diese Verstellbewegung des C-

30 Bogens 8 ermittelten, in dem erwähnten Speicher abgelegten Projektionsgeometrien ein Voxelvolumen vom Kniebereich K des Patienten P durch Rückprojektion rekonstruiert. In Fig. 2 sind in schematischer Darstellung die Aufnahme der n 2D-Röntgenprojektionen unter Verstellung des C-Bogens 8 auf ei-

35 ner Kreisbahn KB sowie die Rückprojektion zur Rekonstruktion des Voxelvolumens V1 schematisch veranschaulicht. Die in Fig. 2 exemplarisch dargestellten 2D-Röntgenprojektionen P1

bis P3 sowie das rekonstruierte Voxelvolumen V1 enthalten jeweils zwei Punkte, welche Abbildungen KF1 und KF2 von Knochenfragmenten darstellen sollen. Während die Darstellung der Abbildungen KF1 und KF2 der Knochenfragmente in den 2D-Röntgenprojektionen zweidimensional ist, ist deren Darstellung in dem Voxelvolumen V1 in aus Fig. 2 nicht zu erkennender Weise dreidimensional.

Aus diesem Voxelvolumen V1, welches im Bildrechner 12 vorliegt, können mittels an sich bekannter Verfahren, beispielsweise dem MPR-Verfahren (multiplanare Reformation), 3D-Bilder oder 2D-Bilder von dem Kniebereich K erzeugt und auf einer mit dem Bildrechner 12 in nicht dargestellter Weise verbundenen Anzeigeeinrichtung 13 dargestellt werden. In Fig. 1 ist exemplarisch ein aus dem ersten Voxelvolumen V1 erzeugtes realitätsnahes Bild vom Trümmerbruch im Kniebereich K des Patienten P dargestellt. Auf diese Weise kann ein in der Fig. 1 nicht dargestellter, den Patienten P behandelnder Chirurg einen Eindruck vom Trümmerbruch im Kniebereich K des Patienten P gewinnen und die Osteosynthese, d.h. die Repositionierung der einzelnen Knochenfragmente KF und deren anschließende Fixierung planen.

Um die bei der Repositionierung in ihrer Position und Orientierung veränderten Knochenfragmente relativ zu denen in Fig. 2 gezeigten Ausgangspositionen bildlich darstellen und somit den Chirurgen bei der Osteosynthese unterstützen zu können, werden die 3D-Abbildungen der Knochenfragmente, im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels die Abbildungen KF1 und KF2, in dem rekonstruierten Voxelvolumen V1 segmentiert, so dass die 3D-Kontur eines jeden zu repositionierenden Knochenfragmentes gekennzeichnet und visuell erkennbar ist. Nach intraoperativ an den Knochenfragmenten vorgenommenen Lageveränderungen werden intraoperativ $m < n$, beispielsweise $m=5$, 2D-Röntgenprojektionen von dem Kniebereich K und somit den Knochenfragmenten des Patienten P unter m verschiedenen Projektionswinkeln aufgenommen. Der C-Bogen 8 wird

hierzu in die entsprechenden ausgewählten Positionen relativ zu dem Patienten P gebracht. Vorzugsweise nimmt der C-Bogen 8 bei den intraoperativen Aufnahmen der m 2D-Röntgenprojektionen von dem Kniebereich K des Patienten P Positionen ein, welche wenigstens im Wesentlichen Positionen entsprechen, aus denen bereits eine 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen aufgenommen wurde. Auf diese Weise sind die Projektionsgeometrien für die intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektion bereits bekannt und müssen nicht extra berechnet werden. In den intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen werden die 2D-Konturen der abgebildeten, in ihrer Lage veränderten Knochenfragmente segmentiert. Diese in den intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen segmentierten 2D-Konturen werden basierend auf den ermittelten Projektionsgeometrien mittels des Bildrechners 12 in das rekonstruierte Voxelvolumen V1 rückprojiziert, so dass man ein aktualisiertes Voxelvolumen erhält, in dem die 3D-Konturen der Knochenfragmente in Ihrer Ausgangslage und die 3D-Konturen der Knochenfragmente nach deren Lageveränderung enthalten sind.

In Fig. 3 ist dieses Vorgehen schematisch veranschaulicht. Wie aus Fig. 3 zu erkennen ist, werden in der Position des C-Bogens 8, in der die 2D-Röntgenprojektion P1 gewonnen wurde, intraoperativ die 2D-Röntgenprojektion PM1 und in der Position des C-Bogens 8, in der die 2D-Röntgenprojektion P3 gewonnen wurde, intraoperativ die 2D-Röntgenprojektion PM3 gewonnen. Die in den 2D-Röntgenprojektion PM1 und PM3 vorhandenen Abbildungen KF1V und KF2V der Knochenfragmente, welche deren aktuelle veränderte Lage zeigen, werden in den 2D-Röntgenprojektion PM1 und PM3 segmentiert, so dass deren 2D-Kontur gekennzeichnet und visuell erkennbar ist. Die segmentierten 2D-Konturen der Abbildungen KF1V und KF2V der Knochenfragmente werden dann, wie in Fig. 3 mit Pfeilen PF1 angedeutet, in das rekonstruierte Voxelvolumen V1 rückprojiziert, so dass man das in Fig. 3 gezeigte um die 3D-Konturen der in den 2D-Röntgenprojektion PM1 und PM3 vorhandenen Abbildungen KF1V

und KF2V der Knochenfragmente aktualisierte Voxelvolumen VA1 erhält. Das sich ergebende aktualisierte Voxelvolumen VA1 enthält demnach, wie in Fig. 3 gezeigt ist, sowohl 3D-Konturen der Knochenfragmente in ihrer Ausgangsposition und -orientierung als auch als Überlagerung 3D-Konturen der Knochenfragmente in ihrer aktuellen Position und Orientierung während des medizinischen Eingriffs. Die in dem aktualisierten Voxelvolumen VA1 enthaltenen 3D-Konturen von den in ihrer Lage veränderten Knochenfragmenten, welche aus den wenigen, beispielsweise $m=5$ intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen resultieren, weisen zwar nicht die Bildschärfe wie die in ihrer Ausgangslage dargestellten Knochenfragmente auf, weshalb diese auch als Pseudo-3D-Konturen bezeichnet werden. Die Abbildung ist jedoch derart ausreichend, dass der den Eingriff durchführende Chirurg bei der Repositionierung der Knochenfragmente wirkungsvoll unterstützt wird.

Um in dem aktualisierten Voxelvolumen VA1 die 3D-Konturen der Knochenfragmente in ihrer Ausgangslage von den 3D-Konturen der Knochenfragmente nach deren Repositionierung besser voneinander unterscheiden zu können, werden diese vorzugsweise grau- oder farbcodiert. In diesem modifizierten aktualisierten Voxelvolumen sind dann die 3D-Konturen der Knochenfragmente in ihrer ursprünglichen Position und Orientierung beispielsweise graucodiert und die 3D-Konturen der Knochenfragmente in ihrer aktuelle Position und Orientierung während des Eingriffs farbcodiert dargestellt.

Bei dem zweiten erfindungsgemäßen Verfahren werden nach der Aufnahme der Serien von n 2D-Röntgenprojektionen und nach der in Fig. 2 veranschaulichten Rekonstruktion des Voxelvolumens V1 ebenfalls die 3D-Konturen der in dem Voxelvolumen V1 abgebildeten Knochenfragmente segmentiert. Des weiteren werden nach einer Lageveränderung der Knochenfragmente während des medizinischen Eingriffs unter m verschiedenen Projektionswinkeln intraoperativ m 2D-Röntgenprojektionen von dem Kniebereich K und somit den in ihrer Lage veränderten Knochenfrag-

menten des Patienten P aufgenommen und in den aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen die 2D-Konturen der abgebildeten Knochenfragmente segmentiert. Wie zuvor beschrieben, wird der C-Bogen 8 bei der Aufnahme der m 2D-Röntgenprojektionen dabei vorzugsweise an Positionen relativ zu dem Patienten P gebracht, an denen bereits 2D-Röntgenprojektionen der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen aufgenommen wurden, so dass die Projektionsgeometrien für die m 2D-Röntgenprojektionen bekannt sind.

Anschließend werden basierend auf den Projektionsgeometrien für die m 2D-Röntgenprojektionen die in dem Voxelvolumen V1 segmentierten 3D-Konturen der Knochenfragmente mittels des Bildrechners 12 als 2D-Konturen in jede der m 2D-Röntgenprojektionen projiziert. In dem rekonstruierten Voxelvolumen werden die 3D-Konturen der Knochenfragmente dann solange virtuell durch Rotation und/oder translatorische Verstellungen unter gleichzeitiger Projektion in die m 2D-Röntgenprojektionen repositioniert bis die in die m 2D-Röntgenprojektionen projizierten 3D-Konturen der Knochenfragmente wenigstens im Wesentlichen mit den entsprechenden intraoperativ aufgenommenen 2D-Konturen der Knochenfragmente in den m 2D-Röntgenprojektionen deckungsgleich sind. Unter Deckungsgleichheit wird dabei verstanden, dass alle korrespondierenden Punkte korrespondierender 2D-Konturen einen gemäß einer Vorgabe genügend kleinen Abstand voneinander aufweisen. Basierend auf aus dieser virtuellen Repositionierung gewonnenen Informationen wird das Voxelvolumen V1 um die Lageänderung der Knochenfragmente veranschaulichende 3D-Konturen der Knochenfragmente aktualisiert, so dass in dem aktualisierten Voxelvolumen die 3D-Konturen der Knochenfragmente in ihrer Ausgangslage und die 3D-Konturen der Knochenfragmente in ihrer veränderten Lage enthalten sind.

Das Prinzip des zweiten Verfahrens zur intraoperativen Aktualisierung eines Volumendatensatzes ist in Fig. 4 veranschaulicht. In dem unter anderem aus den 2D-Röntgenprojektionen P1

bis P3 rekonstruierten Voxelvolumen V1, in dem die 3D-Konturen der Abbildungen KF1 und KF2 von Knochenfragmenten segmentiert wurden, werden die 3D-Konturen der Abbildungen KF1 und KF2 solange virtuell repositioniert bis deren durch Pfeile PF2 angedeutete 2D-Projektionen 2DKF1, 2DKF2 in die intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen PM1 und PM3 mit den in den intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen PM1 und PM3 enthaltenen Abbildungen KF1V und KF2V der Knochenfragmente, welche als 2D-Konturen segmentiert sind, deckungsgleich sind. In Fig. 4 ist mit Pfeilen PF3 die Verschiebung der 2D-Projektionen 2DKF1, 2DKF2 der 3D-Konturen der Knochenfragmente auf die in den intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen PM1 und PM3 abgebildeten und als 2D-Kontur segmentierten Knochenfragmente veranschaulicht. Die Verschiebung der 2D-Projektionen 2DKF1, 2DKF2 in den 2D-Röntgenprojektionen PM1, PM3 resultiert dabei auf in dem Voxelvolumen V1 vorgenommenen Verstellungen der 3D-Konturen, welche vorzugsweise kontinuierlich entsprechend in die intraoperativ aufgenommenen 2D-Röntgenprojektionen PM1 und PM3 projiziert werden. Das in Fig. 4 gezeigte Voxelvolumen VA2 stellt den Endzustand dar, wenn, wie durch die Pfeile PF4 veranschaulicht, Deckungsgleichheit erzielt ist. Das Voxelvolumen VA2 beinhaltet dann wie das Voxelvolumen VA1 3D-Konturen von Knochenfragmenten in ihrer Ausgangslage und 3D-Konturen von Knochenfragmenten nach einer Repositionierung.

Für das zweite Verfahren kann für das vorliegende Ausführungsbeispiel folgendes Struktogramm angegeben werden:

```

30  Für alle der m 2D-Röntgenprojektionen:
      Für alle der k Knochenfragmente:
          Projektion der 3D-Kontur des Knochenfragments auf
          die 2D-Röntgenprojektion
          Ist der Abstand zwischen projizierter 3D-Kontur und
35  2D-Kontur genügend klein ?
              Ja →Voxelvolumen ist bereits aktuell. Keine
                  virtuelle Repositionierung des Knochen-
```

fragments notwendig → nächstes Knochen-
fragment

Für alle Rotations-/Translations-Freiheitsgrade der
Knochenfragmente:

5 Veränderung der Freiheitsgrade

Ist der Abstand zwischen projizierter 3D-
Kontur und 2D-Kontur genügend klein ?

10 Ja →Voxelvolumen ist bereits aktu-
ell. Keine virtuelle Repositio-
nierung des Knochenfragments
notwendig → nächstes Knochen-
fragment

Um auch im Falle des zweiten Verfahrens die 3D-Konturen der
15 Knochenfragmente in ihrer Ausgangsstellung von den 3D-
Konturen der Knochenfragmente nach einer Repositionierung in
dem aktualisierten Voxelvolumen VA2 besser voneinander unter-
scheiden zu können, werden diese vorzugsweise codiert darge-
stellt. Auf diese Weise erhält man ein modifiziertes aktuali-
20 siertes Voxelvolumen, in dem die Bildinformationen der Kno-
chenfragmente in ihrer ursprünglichen Position und Orientie-
rung beispielsweise graucodiert und die Bildinformationen der
Knochenfragmente in ihrer aktuellen Position und Orientierung
während des Eingriffs farbcodiert dargestellt sind.

25
Wie zuvor für beide Verfahren erwähnt, erweist es sich als
vorteilhaft, wenn bei einer intraoperativen Aufnahme einer
der m 2D-Röntgenprojektionen der C-Bogen 8 wenigstens im We-
sentlichen eine Position relativ zu dem Patienten P wie bei
30 der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-
Röntgenprojektionen einnimmt, da in diesem Fall für die m 2D-
Röntgenprojektion die für die Rückprojektion erforderlichen
Projektionsgeometrien bekannt sind. Die Einnahme einer derar-
tigen Position kann beispielsweise dadurch erreicht werden,
35 dass der C-Bogen 8 von einem in der Fig. 1 angedeuteten, mit
einem Eingabemittel versehenen Bedienpult 15 aus durch eine
entsprechende Eingabe automatisch an eine derartige Position

verfahren wird. In der Fig. 1 ist ein von dem Bedienpult 15 aus ansteuerbarer Elektromotor 16 für die Orbitalverstellung des C-Bogens 8 längs seines Umfanges in dem Lagerteil 7 gezeigt. Durch eine entsprechende Vorgabe an dem Bedienpult 15
5 kann der C-Bogen 8 demnach in jede Position automatisch verfahren werden, die der C-Bogen 8 bei der Aufnahme einer der n 2D-Röntgenprojektionen von dem Kniebereich K des Patienten P eingenommen hat. Für die Verstellung des C-Bogens 8 um seine Angulationsachse B ist ein entsprechender, von dem Bedienpult
10 15 aus ansteuerbarer Elektromotor, welcher allerdings in der Fig. 1 nicht gezeigt ist, vorgesehen.

Die Einnahme einer Position bei der intraoperativen Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion, welche einer Position des C-
15 Bogens 8 bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen entspricht, kann jedoch auch derart erreicht werden, dass der C-Bogen 8 mittels eines in der Fig. 1 gezeigten Handgriffs 17 manuell verstellt wird, was unter Kontrolle von Winkeln- oder Positionsgebern erfolgt, welche in Fig. 1 mit den Bezugszeichen 18 und 19 ver-
20 sehen sind.

Eine dritte Möglichkeit, den C-Bogen 8 bei der intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen in eine Position zu bringen, die der C-Bogen 8 bereits bei der Aufnahme
25 einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen eingenommen hat, besteht in der Verwendung einer mechanischen Arretiervorrichtung. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels umfasst die mechanische Arretiervorrichtung fünf in den C-Bogen 8 eingebrachte Bohrungen 20 bis 24
30 und eine an dem Lagerteil 7 angeordnete hackenförmige Vorrichtung 25, welche zur Arretierung des C-Bogens 8 jeweils in eine der Öffnungen 20 bis 24 eingeführt werden kann. Im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist die hackenförmige
35 Vorrichtung 25 in die Öffnung 21 eingeführt und arretiert den C-Bogen 8 demnach in einer definierten Position, welche einer Position entspricht, die der C-Bogen 8 auch bereits bei der

Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion der Serie von n 2D-Projektionen eingenommen hat.

Im Unterschied zu dem zuvor beschriebenen Vorgehen kann der C-Bogen 8 bei der intraoperativen Aufnahme von 2D-Röntgenprojektionen jedoch auch andere Positionen relativ zu dem Patienten P bzw. dem Kniebereich K des Patienten P wie bei der Aufnahme der 2D-Röntgenprojektionen der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen einnehmen. In diesem Fall müssen allerdings für diese Positionen des C-Bogens 8 die Projektionsgeometrien entweder in einem gesonderten Kalibrierprozess vor der eigentlichen Patientenmessung, beispielsweise mit dem in der DE 100 47 382 A1 beschriebenen Röntgenkalibrierphantom ermittelt werden oder die Projektionsgeometrien werden von dem Bildrechner 12 mittels Interpolation aus den bereits bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien für den C-Bogen 8 an diesen Positionen berechnet.

Sofern die Projektionsgeometrien für diese Positionen des C-Bogens 8 bekannt sind, können im Falle des ersten erfindungsgemäßen Verfahrens in an sich bekannter Weise unter Verwendung dieser Projektionsgeometrien die in den m 2D-Röntgenprojektionen segmentierten 2D-Konturen in das Voxelvolumen rückprojiziert werden.

Im Falle des zweiten erfindungsgemäßen Verfahrens können nach der Ermittlung der Projektionsgeometrien in an sich bekannter Weise mit dem Bildrechner 12 die 3D-Konturen aus dem Voxelvolumen als 2D-Konturen in die m 2D-Röntgenprojektionen projiziert und mit den 2D-Konturen der in den intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen abgebildeten Knochenfragmenten in Deckung gebracht werden.

Die erfindungsgemäßen Verfahren wurden vorstehend am Beispiel eines verfahrenbaren C-Bogen-Röntgengerätes erläutert. Die Verfahren können jedoch nicht nur mit verfahrenbaren, sondern auch mit stationären C-Bogen-Röntgengeräten oder anderen Röntgen-

geräten, mit denen die Erzeugung eines Volumendatensatzes aus 2D-Röntgenprojektionen möglich ist, durchgeführt werden.

Des Weiteren wurden die erfindungsgemäßen Verfahren anhand
5 der Repositionierung von Knochenfragmenten erläutert. Die
Verfahren sind jedoch nicht nur bei der Repositionierung von
Knochenfragmenten anwendbar. Vielmehr können mit den erfin-
dungsgemäßen Verfahren auch Volumendatensätze von anderen
biologischen Geweben oder auch anderen Objekten innerhalb des
10 Körpers eines Patienten nach Lageveränderungen der biologi-
schen Gewebe oder der Objekte aktualisiert werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisier-
ten Volumendatensatzes, aufweisend folgende Verfahrensschrit-

5 te:

- Aufnahme einer Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis
P3) von einem biologischen Gewebe eines Patienten (P) nach
dessen Lagerung unter n verschiedenen Projektionswinkeln
mit einem Röntgensystem (8 bis 10), zu denen die Projektions-
geometrien bekannt oder ermittelbar sind,

10

- Rekonstruktion eines Bildinformationen (KF1, KF2) des bio-
logischen Gewebes aufweisenden Volumendatensatzes (V1) aus
den n 2D-Röntgenprojektionen anhand der bekannten oder er-
mittelten Projektionsgeometrien,

15

- intraoperative Aufnahme von $m < n$ 2D-Röntgenprojektionen
(PM1, PM3) von dem biologischen Gewebe des Patienten (P)
unter m verschiedenen Projektionswinkeln mit dem Röntgen-
system (8 bis 10) nach einer Lageveränderung des biologi-
schen Gewebes,

20

- Ermittlung der Projektionsgeometrien für eine jede 2D-
Röntgenprojektion (PM1, PM3) der intraoperativ aufgenomme-
nen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3),

- Segmentierung der in den aufgenommenen m 2D-Röntgen-
projektionen (PM1, PM3) enthaltenen Bildinformationen

25

(KF1V, KF2V) des biologischen Gewebes derart, dass in je-
der der m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) die 2D-Kontur
des biologischen Gewebes vorliegt und

- Basierend auf den ermittelten Projektionsgeometrien Rück-
projektion der in den m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3)

30

segmentierten 2D-Konturen des biologischen Gewebes in den
rekonstruierten Volumendatensatz (V1), so dass ein aktua-
lisierter Volumendatensatz (VA1) mit einer 3D-Kontur des
biologischen Gewebes nach dessen Lageveränderung vorliegt.

35

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem in dem aktualisierten
Volumendatensatz (VA1) die 3D-Kontur des biologischen Gewebes
in seiner Ausgangslage und die 3D-Kontur des biologischen Ge-

webes nach seiner Lageveränderung zur Unterscheidung voneinander codiert dargestellt werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem eine Grauwert- oder
5 Farbcodierung erfolgt.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem das biologische Gewebe ein Knochenfragment ist.

10 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) wenigstens im Wesentlichen eine Position relativ zu dem Patienten (P) wie
bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion (P1 bis P3) der
15 Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) einnimmt.

6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) automatisch motorisch in eine derartige Position gebracht wird.

20

7. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) manuell unter Kontrolle von Winkel- oder Positionsgebern (18, 19) in eine derartige Position gebracht wird.

25

8. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) mittels einer mechanischen Arretiervorrichtung (20 bis 25) in eine derartige Position gebracht wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8, bei dem das
30 Röntgensystem (8 bis 10) bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen eine andere Position relativ zu dem Patienten (P) wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion (P1 bis P3) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) einnimmt, wobei die Projektionsgeometrien
35 für diese Position des Röntgensystems (8 bis 10) in einem Kalibrierprozess oder mittels Interpolation aus den bereits be-

kannten oder ermittelten Projektionsgeometrien des Röntgensystems (8 bis 10) berechnet werden.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, bei dem das
5 Röntgensystem einen mit einer Röntgenstrahlenquelle (9) und einem Röntgenstrahlenempfänger (10) versehenen C-Bogen (8) umfasst.

11. Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes, aufweisend folgende Verfahrensschritte:

- Aufnahme einer Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) von einem biologischen Gewebe eines Patienten (P) nach dessen Lagerung unter n verschiedenen Projektionswinkeln
15 mit einem Röntgensystem (8 bis 10), zu denen die Projektionsgeometrien bekannt oder ermittelbar sind,
- Rekonstruktion eines Bildinformationen (KF1, KF2) des biologischen Gewebes aufweisenden Volumendatensatz (V1) aus den n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) anhand der bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien,
20
- Segmentierung der in dem Volumendatensatz (V1) enthaltenen Bildinformationen (KF1, KF2) des biologischen Gewebes derart, dass die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in dem Volumendatensatz (V1) vorliegt,
- 25 - intraoperative Aufnahme von m < n 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) von dem biologischen Gewebe des Patienten (P) unter m verschiedenen Projektionswinkeln mit dem Röntgensystem (8 bis 10) nach einer Lageveränderung des biologischen Gewebes,
- 30 - Ermittlung der Projektionsgeometrien für eine jede 2D-Röntgenprojektion (PM1, PM3) der intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3),
- Projektion der in dem Volumendatensatz (V1) segmentierten 3D-Kontur des biologischen Gewebes in jede der m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3),
35
- Repositionierung der in dem Volumendatensatz (V1) segmentierten 3D-Kontur des biologischen Gewebes in dem Volumen-

datensatz (V1) bis die in eine jede der m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) projizierte 3D-Kontur (2DKF1, 2DKF2) wenigstens im Wesentlichen mit den in der jeweiligen 2D-Röntgenprojektion (PM1, PM3) enthaltenen
5 Bildinformationen (KF1V, KF2V) des biologischen Gewebes deckungsgleich ist und

- Ergänzung des Volumendatensatzes (V1) um eine die Lageänderung des biologischen Gewebes veranschaulichende 3D-Kontur zu einem aktualisierten Volumendatensatz (VA2).

10

12. Verfahren nach Anspruch 11, bei dem die 3D-Kontur in dem Volumendatensatz (V1) solange rotiert und/oder translatorisch
verstellt wird, bis wenigstens im Wesentlichen Deckungs-
gleichheit zwischen der in die jeweilige 2D-Röntgenprojektion
15 (PM1, PM3) projizierten 3D-Kontur (2DKF1, 2DKF2) und den in der 2D-Röntgenprojektion enthaltenen Bildinformationen (KF1V, KF2V) des biologischen Gewebes gemäß einer Vorgabe erreicht ist.

20

13. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, bei dem in dem aktualisierten Volumendatensatz (VA2) die 3D-Kontur des biologischen Gewebes in seiner Ausgangslage und die 3D-Kontur des biologischen Gewebes nach seiner Lageveränderung zur Unterscheidung voneinander codiert dargestellt werden.

25

14. Verfahren nach Anspruch 13, bei dem eine Grauwert- oder Farbcodierung erfolgt.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 14, bei dem das
30 biologische Gewebe ein Knochenfragment ist.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 15, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) wenigstens im
35 Wesentlichen eine Position relativ zu dem Patienten (P) wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion (P1 bis P3) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) einnimmt.

17. Verfahren nach Anspruch 16, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) automatisch motorisch in eine derartige Position gebracht wird.

5

18. Verfahren nach Anspruch 16, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) manuell unter Kontrolle von Winkel- oder Positionsgebern (18, 19) in eine derartige Position gebracht wird.

10 19. Verfahren nach Anspruch 16, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) mittels einer mechanischen Arretiervorrichtung (20 bis 25) in eine derartige Position gebracht wird.

15 20. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 19, bei dem das Röntgensystem (8 bis 10) bei einer intraoperativen Aufnahme einer der m 2D-Röntgenprojektionen eine andere Position relativ zu dem Patienten (P) wie bei der Aufnahme einer 2D-Röntgenprojektion (P1 bis P3) der Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) einnimmt, wobei die Projektionsgeometrien für diese Position des Röntgensystems (8 bis 10) in einem Kalibrierprozess oder mittels Interpolation aus den bereits bekannten oder ermittelten Projektionsgeometrien des Röntgensystems (8 bis 10) berechnet werden.

25 21. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 20, bei dem das Röntgensystem einen mit einer Röntgenstrahlenquelle (9) und einem Röntgenstrahlenempfänger (10) versehenen C-Bogen (8) umfasst.

30

Zusammenfassung

Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes

5

Die Erfindung betrifft zwei Verfahren zur intraoperativen Erzeugung eines aktualisierten Volumendatensatzes, bei denen aus einer Serie von n 2D-Röntgenprojektionen (P1 bis P3) von einem biologischen Gewebe eines Patienten (P) ein Bildinformation (KF1, KF2) des biologischen Gewebes aufweisender Volumendatensatzes (V1) rekonstruiert wird. Bei dem einen Verfahren wird in intraoperativ aufgenommenen m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) von dem biologischen Gewebe jeweils die 2D-Kontur (KF1, KF2) des biologischen Gewebes segmentiert und diese in den rekonstruierten Volumendatensatz (V1) rückprojiziert. Bei dem anderen Verfahren wird in dem Volumendatensatz (V1) die 3D-Kontur des biologischen Gewebes segmentiert und diese in intraoperativ aufgenommene m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) von dem biologischen Gewebe projiziert. Die 3D-Kontur wird solange virtuell unter Projektion in die m 2D-Röntgenprojektionen (PM1, PM3) in dem Volumendatensatz (V1) repositioniert, bis deren Projektion wenigstens im Wesentlichen mit den in der jeweiligen 2D-Röntgenprojektion (PM1, PM3) enthaltenen Bildinformationen (KF1V, KF2V) des biologischen Gewebes deckungsgleich ist. In beiden Verfahren wird ein um die intraoperativ ermittelte 3D-Kontur des biologischen Gewebes aktualisierter Volumendatensatz (VA1, VA2) erzeugt.

30 Fig. 3

